



Available online at
SciVerse ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com

Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 56 (2013) 3–13



Original article / Article original

Influence of ankle-foot orthoses on kinematic segmental covariation among stroke patients

Effets des orthèses suropédieuses sur la covariation cinématique segmentaire chez les patients hémiparétiques

C. Bleyenheuft ^{a,*}, T. Deltombe ^a, C. Detrembleur ^b

^a Physical Medicine and Rehabilitation Department, université catholique de Louvain, cliniques universitaires de Mont-Godinne, 1, rue Thérassé, 5530 Yvoir, Belgium

^b Institute of Neuroscience, université catholique de Louvain, Brussels, Belgium

Received 4 May 2012; accepted 6 November 2012

Abstract

Objectives. – To evaluate the effect of ankle-foot orthosis on lower limbs kinematic segmental covariation (KSC) among stroke patients.

Methods. – Ten chronic hemiparetic spastic stroke patients presenting with a lack of ankle dorsiflexion were assessed with instrumented gait analysis under three conditions: wearing a shoe, with a prefabricated ankle-foot orthosis (AFO), and with a dynamic AFO. Kinematic parameters were recorded and computed KSC was calculated according to Borghese's methodology.

Results. – Contrary to the prefabricated AFO, the dynamic AFO improved KSC of the paretic side. We observed a high correlation between the external mechanical work and the affected side's KSC. In the unaffected side, KSC was globally unchanged.

Conclusion. – In stroke patients, wearing a dynamic AFO improves KSC of the paretic lower limb only.

© 2012 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Gait; Foot orthosis; Stroke; Segmental kinematics covariation

Résumé

Objectif. – Notre objectif était d'évaluer l'effet de l'appareillage de la cheville (traitement mécanique) sur la covariation cinématique segmentaire des membres inférieurs chez des patients hémiparétiques.

Méthode. – Dix patients hémiparétiques spastiques présentant un déficit de flexion dorsale de la cheville ont été évalués par analyse quantifiée de la marche sous trois conditions : sans orthèse, avec orthèse suropédieuse préfabriquée et avec orthèse suropédieuse dynamique. À partir des données cinématiques enregistrées par analyse instrumentée, nous avons calculé la covariation cinématique segmentaire en suivant la méthode de Borghese.

Résultats. – Contrairement à l'orthèse suropédieuse préfabriquée, l'orthèse suropédieuse dynamique améliore la covariation cinématique segmentaire du côté parétique. Il existe une haute corrélation entre le travail mécanique externe et la covariation cinématique segmentaire du côté parétique. Du côté sain, la covariation cinématique segmentaire n'est globalement pas modifiée par l'appareillage.

Conclusion. – Chez les patients hémiparétiques, l'orthèse suropédieuse dynamique améliore la covariation cinématique segmentaire du côté parétique uniquement.

© 2012 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Marche ; Orthèse ; Hémiparésie ; Covariation cinématique segmentaire

* Corresponding author.

E-mail address: corinne.bleyenheuft@uclouvain.be (C. Bleyenheuft).

1. English version

1.1. Introduction

Human walking is a complex activity, using a repetitive sequence to move the body forward while simultaneously maintaining stance stability. Biomechanics involve the study of kinematics, kinetics and mechanical work [2,10,16,20]. With those objective data, gait analysis allows a precise description of gait abnormalities and a better targeting and assessment of treatment strategies.

The coordination of a large number of muscles is necessary to enable forward progression of the body while maintaining balance and limiting energetic consumption. However, the degrees of freedom of muscle activity do not match those of the body's center of mass, as the electromyographic activity patterns in the lower limbs are much more complex than a simple alternation between flexors and extensors. They contribute to generate the center of body mass motion, reduced to two degrees of freedom of linear motion (horizontal and vertical translation) [13,14]. In order to match the muscle patterns to the pattern of motion of the center of body mass, the study of intersegmental lower limbs coordination was explored by different researchers. Some of them [1,15] used angular velocity to define the temporal sequencing of joint movements during transitional phases of the gait cycle. Another approach, based on the orientation of lower limb segments, was proposed by Borghese et al. [6]: the temporal waveform of the angles of lower limb segments (thigh, shank and foot) relative to the vertical define the elevation angles, which are known to be more stereotypical across trials and subjects than the corresponding waveforms of the joint angles [7]. When plotted one versus the others in a 3D-position space graph, the elevation angles covary along an attractor plane. This approach is called kinematic segmental covariation (KSC) [6]. In normal subjects, KSC follows a simple and consistent law under different walking modes: KSC of lower limb segments in backward locomotion is, for example, the mirror image of that of the forward locomotion, while mechanical characteristics and patterns of muscle activity differ drastically from one to another [11]. It can also be applied to cats (quadruped walking), with a remarkable similarity to humans (biped locomotion), despite important differences in the postural attitude in these two species [14]. This law leads to an original approach of human locomotion, supporting the hypothesis that the KSC law is controlled by spinal Central Pattern Generators (CPGs) and reflects lower limb coordination [14]. The covariation law's application has been studied in a few central nervous system diseases. Grasso et al. [12] demonstrated an improvement in KSC among idiopathic Parkinson's disease patients under continuous infusion of apomorphine or under electrostimulation of both internal globi pallidi. Dan et al. [8] reported an improvement in KSC after an intrathecal baclofen bolus in a patient presenting with a hereditary spastic paraparesis. More recently, we showed an improvement in KSC of both lower limbs in spastic stroke patients, 2 months after botulinum toxin injections in the paretic limb [5].



Fig. 1. The Chignon[®] ankle-foot orthosis (AFO): an articulated, dynamic AFO made out of molded carbon fiber.

The objective of the present study was to assess the impact of mechanical constraint (bracing) on intersegmental covariation in stroke patients. In another previous study, we indeed assessed the value of a dynamic ankle-foot orthosis (AFO) — the Chignon[®] AFO, represented in Fig. 1 — and a prefabricated thermoplastic AFO (PAFO) in the gait of hemiplegic patients, in comparison with the absence of an orthosis [4]. We observed a significant and similar reduction of the muscular mechanical work with both orthoses. The Chignon[®] orthosis significantly improved spontaneous walking speed and the ankle's segmental kinematics, in contrast to the PAFO.

1.2. Methods

1.2.1. Patients, ankle-foot orthosis and instrumented gait analysis

We used kinematic data acquired in a previous study [4]: in summary, ten chronic hemiparetic spastic stroke patients presenting with a lack of ankle dorsiflexion at toe-off were asked to perform an instrumented gait analysis under three conditions: wearing a shoe, with a PAFO, and with a Chignon[®] AFO. There were nine males and one female. Their mean age was 49 ± 20 years (range: 20–80), and the mean time since stroke was 28 ± 18 months (range: 7–72). All the patients had received a study information sheet and signed an informed consent form prior to study initiation. The study protocol was approved by the local independent ethics committee.

To specifically analyze segmental kinematics, each subject was fitted with 19 reflective anatomical markers positioned according to the model of Davis et al. [9] and was asked to walk on a treadmill at spontaneous speed. This speed was firstly evaluated following an overground 10 m speed test performed under the “shoe” condition. Each patient walked then on the

treadmill at the same spontaneous speed under the three conditions. Six infrared cameras (ELITE system) placed around the treadmill filmed the coordinates of these reflective markers every 10 ms in 3D. Ten successive cycles were recorded for each patient in each condition. Riley et al. [17] have shown that treadmill gait is qualitatively and quantitatively similar to overground gait. However, to our knowledge, no previous study assessed the impact of treadmill gait on

elevation angles, and particularly in impaired subjects. Riley et al. indicated indeed in their study that “further studies will be required to determine the appropriateness of treadmill-based motion analysis for frail or impaired subjects”.

Internal mechanical work (W_{int}), external mechanical work (W_{ext}) and energetic cost (C) data were previously computed for each patient and taken back from our previous publication [4].

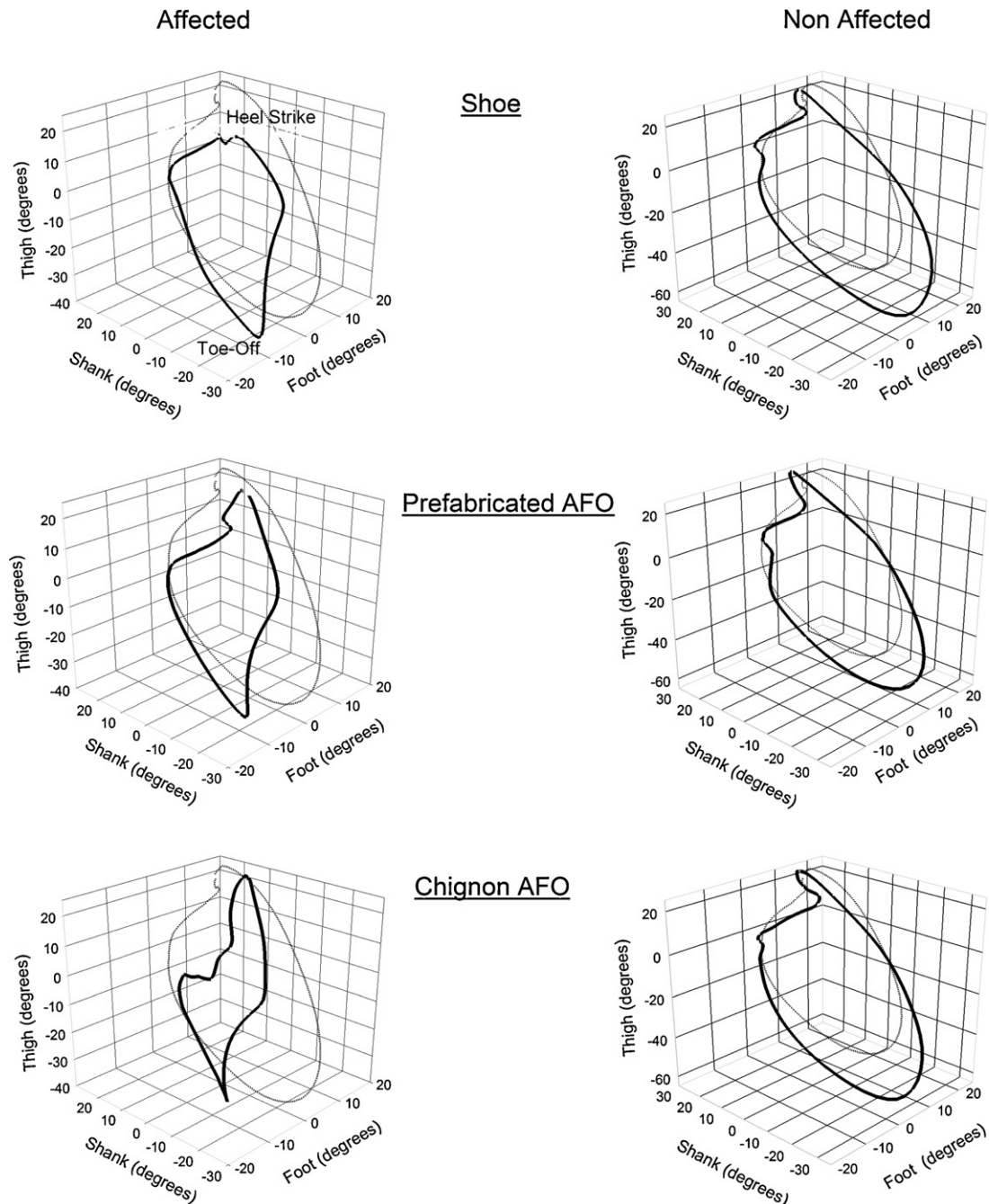


Fig. 2. Typical trace. The left panel contains data relating to the affected side, and the unaffected side data are shown in the right panel. The elevation angles of the thigh, shank and foot are plotted one versus the others in a 3D-position-space gait path. The path is progressing in time in the counter-clockwise direction; heel contact and toe-off phases correspond to the top and bottom of the loop, respectively. The dotted line represents the curve of a normal subject walking at the same speed as our patient. The solid lines represent the curves obtained in our patient walking with shoe only (upper graphs), prefabricated ankle-foot orthosis (AFO) (middle graphs) and Chignon[®] AFO (lower graphs), respectively.

1.2.2. Statistical analysis

We studied the angles of lower limb segments kinematics (thigh, shank and foot) relative to the vertical, i.e., the elevation angles. Borghese et al.'s methodology [6] was used to analyze the planar covariation of those elevation angles during the gait cycle. The elevation angles of thigh, shank and foot were plotted one versus the others in a 3D-position-space gait path, as shown in Fig. 2 for one normal subject and one patient wearing a shoe, PAFO and AFO. The plane orientation and the shape of the loop reflected the phase relationship between the different segments and therefore the timing of the intersegmental covariation. The path progressed over time in the counterclockwise direction, with heel contact and toe-off phases corresponding, respectively, to the top and bottom of the loop.

Statistical analysis of the angle covariation was based on principal component (PC) analysis. PCs were computed by pooling the sample of time-varying angles after subtracting the mean. A 3×3 covariance matrix was computed over all trials performed by a given subject in all conditions. The changes of the elevation angles of the thigh, shank, and foot covaried linearly throughout the gait cycle in normal gait. The thigh-shank-foot 3D loops described a path that could be fitted by a plane computed by means of orthogonal regression [3,6]. The percentage of variance of the first two components (PV_1 , PV_2) identified the best-fitting plane of angular covariation. A greater PV_1 value induced a more eccentric loop (closer to a line segment). The third component defined the plane orientation ($0 =$ perfect plane).

Reference values for normal subjects were previously computed [5].

In order to compare the effect of bracing (factor), we tested each variable (PV) using a one-way repeated measure ANOVA for each lower limb. If P value was significant (< 0.05), we used a post hoc analysis (Holm-Sidak method); these data are presented as means plus or minus standard deviations. Not normally distributed data underwent nonparametric statistical analysis (Friedmann's repeated measure ANOVA) combined

with a post hoc analysis (Tukey test) and are presented as the median [interquartile range].

Finally, a Pearson's correlation was used between the PV values and the mechanical variables and the energetic cost. According to Shrout and Fleiss [18], a correlation coefficient (r) > 0.75 indicated excellent reliability, r of 0.40 to 0.75 indicated fair to good reliability, and $r < 0.40$ indicated poor reliability.

All statistical analyses were performed using SigmaStat software, version 3.1.

1.3. Results

The results are shown in Table 1.

In the affected side, the percentage of variance of the first two factors is improved by wearing an AFO. PV_1 increases from 67.4% [64.3–78.1] under the “shoe only” condition to 73.1% [70.7–80.2] with the PAFO and to 79.6% [73.6–82.9] with the Chignon[®] AFO. Only the difference between the shoe condition and the Chignon[®] AFO condition is statistically significant ($P = 0.003$). PV_2 follows the same pattern, decreasing from 31.9% [27.4–33.9] under the “shoe only” condition to 25.8% [18.9–28.6] with the PAFO and to 19.5% [15.1–25.7] with the Chignon[®] AFO. As for PV_1 , only the difference between the shoe condition and the Chignon[®] AFO condition is statistically significant ($P = 0.007$). PV_3 value (index of the planarity of the loop) is not modified by bracing; its value ranges from 0.8% [0.4–1.4] under the “shoe only” condition to 0.7% [0.4–1.1] with the PAFO and to 0.8% [0.4–1.6] with the Chignon[®] AFO ($P = 0.39$).

On the unaffected side, the percentage of variance of the first two factors is not modified by the affected side's bracing. PV_1 remains stable at $70.4 \pm 4.9\%$ with the shoe, $69.8 \pm 5.8\%$ with the PAFO and $70.1 \pm 5.2\%$ with the Chignon[®] AFO ($P = 0.83$). PV_2 does not change either, with values at $28.7 \pm 5.0\%$ with the shoe, $29.4 \pm 5.7\%$ with the PAFO and $29.1 \pm 5.1\%$ with the Chignon[®] AFO ($P = 0.78$). PV_3 , is slightly improved by bracing; its value passes from $0.9 \pm 0.4\%$

Table 1
Results of one-way ANOVA in the affected and unaffected sides.

Affected side : results of one-way ANOVA on the rank					
	Shoe [median and interquartile range]	Prefabricated ankle-foot orthosis [median and interquartile range]	Chignon [®] orthosis [median and interquartile range]	P	Power
PV_1 (%)	67.4 [64.3–78.1]	73.1 [70.7–80.2]	79.6 [73.6–82.9] ^a	0.003	0.83
PV_2 (%)	31.9 [27.4–33.9]	25.8 [18.9–28.6]	19.5 [15.1–25.7] ^a	0.007	0.95
PV_3 (%)	0.8 [0.4–1.4]	0.7 [0.4–1.1]	0.8 [0.4–1.6]	0.39	0.65
Unaffected side: results of one-way ANOVA					
	Shoe (mean \pm SD)	Prefabricated ankle-foot orthosis (mean \pm SD)	Chignon [®] orthosis (mean \pm SD)	P	Power
PV_1 (%)	70.4 ± 4.9	69.8 ± 5.8	70.1 ± 5.2	0.83	NA
PV_2 (%)	28.7 ± 5.0	29.4 ± 5.7	29.1 ± 5.1	0.78	NA
PV_3 (%)	0.9 ± 0.4	0.8 ± 0.4	0.7 ± 0.2^b	0.04	0.47

NA: not applicable.

^a Significant difference in the Tukey test, relative to the « shoe only » value.

^b Significant difference in the Holm-Sidak method relative to the « shoe only » value.

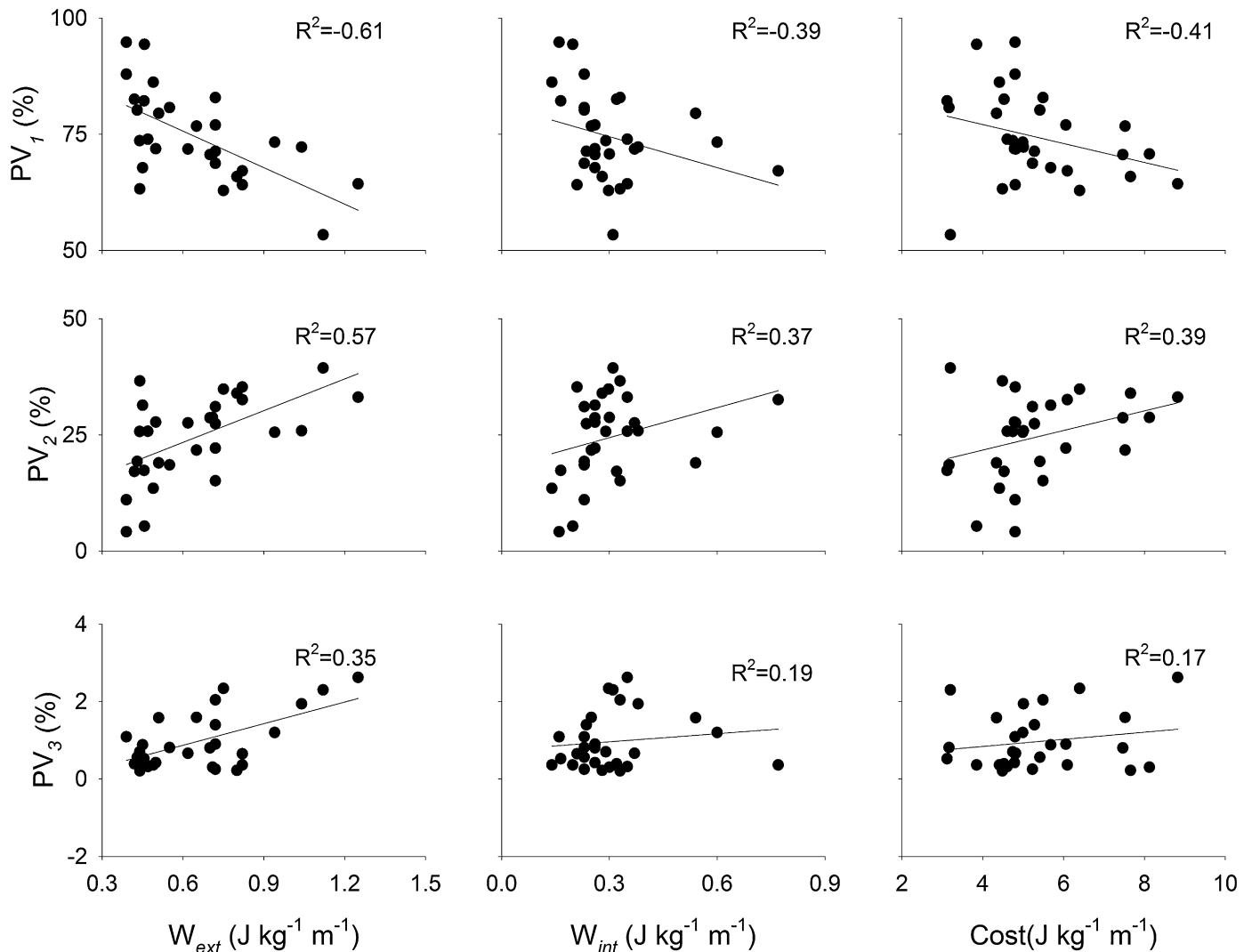


Fig. 3. Evolution of PV variables of the affected side (PV_1 : upper graphs, PV_2 : middle graphs, PV_3 : down graphs) in function of external work (W_{ext} : left column), internal work (W_{int} : middle column) and cost (right column). Each point represents a patient for the three conditions. A linear regression was adjusted between the points.

under the shoe condition to $0.8 \pm 0.4\%$ with the PAFO and to $0.7 \pm 0.2\%$ with the Chignon[®] AFO. Only the difference between the shoe condition and the Chignon[®] AFO condition is statistically significant ($P = 0.04$).

Those results are illustrated by a typical trace presented in Fig. 2.

Fig. 3 shows the correlation between PV values of the affected side and external mechanical work (W_{ext} —left column), internal mechanical work (W_{int} —middle column) and energetic cost (Cost—right column). We observe a high correlation between W_{ext} and PV_1 ($r^2 = -0.61$) and PV_2 ($r^2 = 0.57$). The correlation between the PV_1 and PV_2 values and W_{int} ($r^2 = -0.39$; 0.37), and between the PV_1 and PV_2 values and C ($r^2 = -0.41$; 0.39) is good. The correlation between PV_3 and mechanical work, and between PV_3 and cost, is poor.

1.4. Discussion

Our results showed a significant improvement in elevation angles in the affected lower limb in hemiparetic spastic stroke

patients presenting with a lack of ankle dorsiflexion at toe-off braced with a dynamic AFO; we indeed observed an increase in PV_1 value and a decrease in PV_2 value, while PV_3 (index of the planarity of the loop) remained stable.

Many studies have shown that the elevation angles, in contrast with real joint angle of the lower limbs, are stereotyped and describe a regular loop lying on a plane in normal gait [13]. For example, during backward walking, the elevation angles are nearly identical to that of forward locomotion [12] despite the different electromyographic patterns. This suggests that the planar covariation reflects a form of neural control rather than biomechanical constraints [13]. The origins of this planar covariation law are debatable; the existence of such a robust kinematic pattern suggests that this law may represent an independent control by the central nervous system of limb geometry [13]. In this idea, a biomechanical constraint (bracing) would not affect the unaffected side's elevation angles. In a previous study [5], we described an improvement in elevation angles of both lower limbs in spastic stroke patients, two months after botulinum toxin injections in the paretic limb.

As we discussed in our previous work, such a result on the unaffected side's elevation angles could be an argument in favor of a central impact of treatment via the spinal CPGs. A retrograde transport of botulinum toxin along motor fibers to the motoneurons has indeed been described in the literature [19]. The present study's results could be thus in favor of that hypothesis, but the question remains open.

We nevertheless observed in the present study a correlation between elevation angles and mechanical work, which tends to confirm the link between neurophysiology and mechanics of gait. Bianchi et al. [3] showed that the covariation plane parameters were found to predict mechanical energy expenditure. These authors demonstrated the presence of a linear correlation between another variable, the thigh eigenvector of 3rd component of the PC (U3t), and the net external mechanical power (Pu); smaller values of U3t tended to be associated with smaller values of Pu, and vice versa. Our results tend to confirm Bianchi et al.'s [3], as we observed a relationship between the shape of the loop (PV₁ and PV₂) and the mechanical work and energy cost.

Only one previous study, conducted by Barela et al., assessed the effect of bracing on intralimb coordination in hemiplegic subjects [1]. The unaffected side's results are in contradiction to those of the present study. The authors compared thigh-shank relative phase angle (angular velocity) between hemiplegic and non-disabled adult subjects. The hemiplegic subjects were asked to walk braced with an AFO, at spontaneous speed. The non-disabled subjects were divided into three groups: the first group walked at spontaneous speed, the second one as slowly as the hemiplegic subjects, and the third group walked slowly and braced with a right AFO. The authors observed that intralimb coordination was remarkably similar in normal subjects when walking at preferred speed, slow speed or mechanically constrained by an AFO. In hemiplegic subjects, walking slowly with or without AFO accounted for 22% of the variance in intralimb coordination of the affected limb and 16% in the unaffected limb. In the present study, the unaffected side's results differ from Barela et al.'s [1], who observed a modification of intralimb coordination of the unaffected side after the affected side's bracing. This difference could be due to the type of AFO used in the study. Indeed, Barela et al. [1] used a fixed AFO. In the present study, a quite flexible PAFO and a dynamic AFO were chosen, and our initial objective was to compare the positive impact of two different type of AFO on elevation angles. Furthermore, the analysis of intralimb coordination used in Barela et al.'s study [1] was not based on the same principles of KSC used in the present work. A future research work could include the comparison of KSC in hemiplegic patients, braced with a fixed AFO, a PAFO and a dynamic AFO.

1.5. Conclusion

In stroke patients, wearing a dynamic AFO improves KSC of the paretic lower limb only. Like in our previous work [4], we found a difference between the PAFO and the dynamic AFO. The PAFO did not modify enough the PV values to reach the

level of statistical significance. The advantages of the Chignon[®] dynamic AFO were already discussed in our previous study [4].

Disclosure of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest concerning this article.

2. Version française

2.1. Introduction

La marche est une activité complexe nécessitant une séquence répétitive pour propulser le corps en avant à chaque pas tout en maintenant une stabilité durant les phases d'appui. La biomécanique de la marche comprend l'étude de la cinématique, de la cinétique et du travail mécanique [2,10,16,20]. À l'aide de ces données objectives, l'analyse de la marche permet une description précise de ses défauts conduisant à une analyse plus fine et un meilleur ciblage des stratégies thérapeutiques.

La coordination d'un grand nombre de muscles est nécessaire pour que le corps progresse en avant tout en se maintenant en équilibre et en limitant la dépense énergétique. Cependant, les degrés de liberté de l'activation musculaire ne corroborent pas ceux du centre de masse, puisque les schémas d'activation électromyographique (EMG) des membres inférieurs sont bien plus complexes qu'une simple alternance entre muscles fléchisseurs et extenseurs. Ils contribuent à générer le déplacement du centre de masse, celui-ci étant réduit à seulement deux degrés de liberté de mouvement linéaire (vertical et horizontal) [13,14]. Pour que les schémas musculaires corroborent ceux du déplacement du centre de masse, différents chercheurs ont étudié la coordination inter-segmentaire des membres inférieurs. Certains [1,15] ont utilisé la vitesse angulaire pour affiner la séquence temporelle des déplacements angulaires des segments pendant les phases du cycle de marche. Borghese et al., quant à eux, ont proposé une autre approche [6] en montrant que l'évolution temporelle des angles d'élévation segmentaires des membres inférieurs (cuisse, mollet et pied), par rapport à la verticale et à un plan d'attraction, présentaient un schéma similaire chez différents sujets pour diverses situations, contrairement aux changements temporels des déplacements angulaires correspondants [7]. Quand on affiche les angles d'élévation des trois segments sur un graphe 3D, on observe que les angles covarient dans un même plan en décrivant une boucle plus ou moins elliptique. Cette approche se nomme la covariation cinématique segmentaire (CCS) [6]. Chez le sujet sain, la CCS suit une loi simple et invariable en fonction des différentes modalités de la marche ; par exemple, la covariation cinématique segmentaire des membres inférieurs en marche arrière est le reflet exact de la marche avant, alors que les caractéristiques mécaniques et les schémas d'activation musculaire sont totalement différents les uns des autres [11]. La CCS peut également s'appliquer aux chats (marche quadrupède) et présente une similarité avec celle

de l'homme (marche bipède), malgré d'importantes différences dans l'attitude posturale des deux espèces [14]. De cette loi, découle une approche originale du mouvement humain, soutenant l'hypothèse que la covariation cinématique segmentaire est contrôlée par les générateurs centraux de rythme (Central Pattern Generators [CPG]) et reflète la coordination des membres inférieurs [14]. L'application de cette loi de covariation a été étudiée pour quelques pathologies du système nerveux central. Grasso et al. [12] ont rapporté une amélioration de la CCS chez les sujets souffrant de maladie de Parkinson idiopathique sous perfusion constante d'apomorphine ou sous électrostimulation des deux parties du globus pallidus. Dan et al. [8] ont montré également une amélioration de la CCS après un bolus de baclofène (infusion intrathécale) chez un patient présentant une paraparésie spastique héréditaire. Plus récemment, une autre étude rapportait une amélioration de la CCS des deux membres inférieurs chez des patients hémiparétiques spastiques, cela deux mois après des injections de toxine botulinique dans les muscles du membre parétique [5].

L'objectif de notre étude était d'évaluer l'impact d'une contrainte mécanique (orthèse) sur la covariation intersegmentaire chez le patient hémiparétique. Lors d'une étude précédente, nous avons déjà étudié la pertinence d'une orthèse dynamique suropédieuse — l'orthèse Chignon[®], présentée en Fig. 1 — et d'une orthèse suropédieuse thermoformée dans la marche du patient hémiparétique en comparaison avec la marche sans orthèse [4]. Nous avons observé une réduction significative du travail mécanique avec les deux orthèses et cela de façon similaire. L'orthèse Chignon[®] améliorait de manière significative la vitesse de marche spontanée et la cinématique segmentaire de la cheville par rapport à l'orthèse thermoformée.



Fig. 1. L'orthèse Chignon[®] 2 : une orthèse dynamique articulée constituée de fibres de carbone thermoformées.

2.2. Méthodes

2.2.1. Patients, orthèses et analyse quantifiée de la marche

Nous avons utilisé les données cinématiques acquises lors d'une précédente étude [4] : en résumé, dix patients hémiparétiques spastiques en phase chronique post-accident vasculaire cérébral (AVC), présentant une absence de dorsiflexion de la cheville lors de la phase oscillante, ont fait l'objet d'une étude quantifiée de la marche dans trois conditions différentes : avec chaussage sans orthèse, avec orthèse suropédieuse thermoformée et avec orthèse suropédieuse dynamique Chignon[®].

Caractéristiques à l'inclusion : neuf hommes et une femme, âge moyen 49 ± 20 ans (intervalle : 20–80), et durée moyenne depuis l'AVC de 28 ± 18 mois (intervalle : 7–72). Tous les patients avaient reçu une information éclairée et signé un formulaire de consentement avant le début de l'étude. Le protocole a été approuvé par le comité d'éthique et indépendant de protection des personnes.

Pour analyser spécifiquement la cinématique segmentaire, chaque sujet était équipé de 19 marqueurs réfléchissants positionnés sur des repères anatomiques selon le modèle rapporté par Davis et al. [9] et devait marcher sur un tapis roulant à une vitesse de marche spontanée. En premier lieu, la vitesse était évaluée lors d'un test de vitesse sur 10 m dans la première condition : avec chaussures et sans orthèse. Après cela, nous avons demandé à chaque patient de marcher sur le tapis roulant à la même vitesse spontanée dans les trois conditions. Six caméras infrarouges (système ELITE) placées autour du tapis roulant ont filmé les coordonnées de ces marqueurs réfléchissants toutes les 10 ms et en 3D. Pour chaque patient et pour chaque condition, dix cycles successifs ont été enregistrés. Riley et al. [17] ont montré que la marche sur tapis roulant était similaire à la marche sur sol plat. Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a évalué l'impact de la marche sur tapis roulant sur les angles d'élévation et particulièrement chez le sujet pathologique. Riley et al. rapportaient dans leur étude que des travaux supplémentaires étaient nécessaires pour déterminer la pertinence de l'analyse du mouvement sur tapis roulant chez le sujet pathologique.

Pour chaque patient, les données sur le travail mécanique interne (W_{int}), le travail mécanique externe (W_{ext}) et le coût énergétique (C) ont été recueillies lors de notre précédente étude. Elles ont été récupérées pour ce travail [4].

2.2.2. Analyse statistique

Nous avons étudié les angles de la cinématique segmentaire des membres inférieurs (cuisse, jambe et pied), par rapport à la verticale, c'est-à-dire les angles d'élévation. À l'aide de la méthodologie de Borghese et al. [6], nous avons analysé la covariation planaire de ces angles d'élévation durant le cycle de marche. Sur la Fig. 2, nous avons représenté les angles d'élévation de la cuisse, du mollet et du pied les uns par rapport aux autres dans une modélisation 3D, pour un sujet témoin et un patient et cela dans les trois conditions : avec chaussure, avec orthèse thermoformée et avec orthèse Chignon[®]. Sur cette figure, l'orientation du plan et la forme de la boucle reflètent le phasage entre les différents segments et par conséquent, le

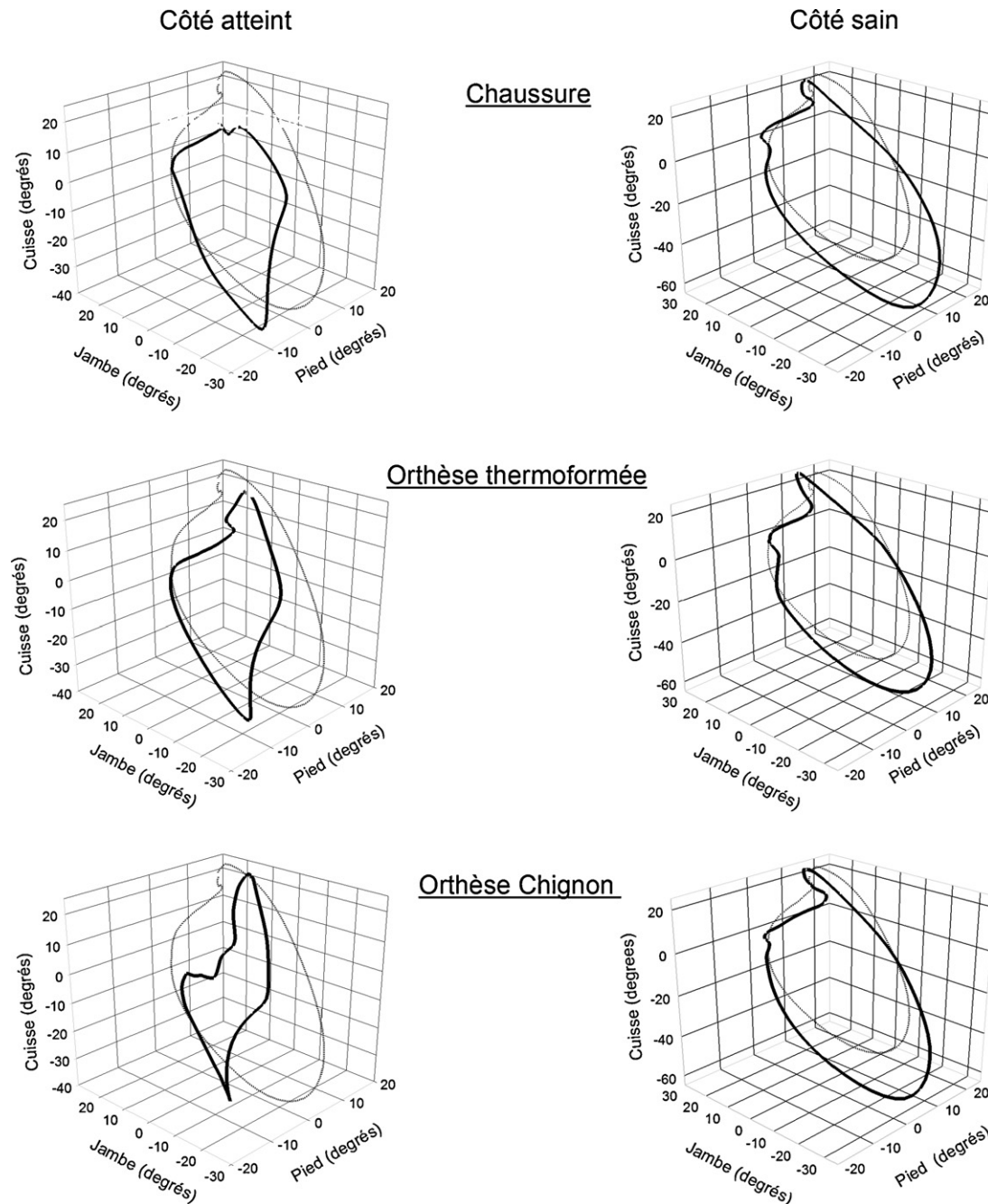


Fig. 2. Tracé type. Le graphe de gauche montre les données du membre parétique et le graphe de droite celles du membre sain. Les angles d'élévation de la cuisse, du mollet et du pied sont dessinés dans un diagramme en 3D. La trajectoire progresse en fonction du temps dans le sens contraire des aiguilles d'une montre : les phases de contact du talon et de décollement du pied correspondent respectivement au haut et bas de la boucle. La ligne pointillée représente la courbe d'un sujet sain marchant à la même vitesse que notre patient. La ligne pleine représente les courbes obtenues pour un patient marchant avec chaussures (schémas du haut), avec une orthèse thermoformée (schémas du milieu) et avec l'orthèse dynamique Chignon® (schémas du bas).

timing de la covariation inter-segmentaire. La trajectoire de la courbe progresse en fonction du temps dans le sens inverse des aiguilles d'une montre avec les phases de contact du talon et de décollement du pied qui correspondent respectivement au haut et au bas de la boucle.

L'analyse statistique de la covariation des angles d'élévation a été basée sur une analyse en composantes principales (ACP). Les composantes principales ont été calculées sur les angles d'élévation des trois segments variant avec le temps en

soustrayant la valeur moyenne pour chaque angle. Une matrice de covariance 3×3 a été calculée pour chaque essai réalisé par un même patient et pour chaque condition. En marche normale, les angles d'élévation covarient de façon linéaire durant le cycle de marche. Ils décrivent une trajectoire pouvant être représentée par un seul plan horizontal et calculée à l'aide d'une régression orthogonale [3,6]. Le pourcentage de variance des deux premières composantes (PV_1 , PV_2) identifie la forme de la courbe. Une valeur PV_1 plus élevée détermine une boucle plus

Tableau 1

Résultats de l'analyse de variance Anova à mesures répétées pour les côtés sain et lésé.

Côté lésé : résultats de l'analyse de variance Anova à mesures répétées à un facteur					
	Chaussure [médiane et espace interquartile]	Orthèse suropédieuse préfabriquée [médiane et espace interquartile]	Orthèse Chignon® [médiane et espace interquartile]	<i>p</i>	Puissance
PV ₁ (%)	67,4 [64,3–78,1]	73,1 [70,7–80,2]	79,6 [73,6–82,9] ^a	0,003	0,83
PV ₂ (%)	31,9 [27,4–33,9]	25,8 [18,9–28,6]	19,5 [15,1–25,7] ^a	0,007	0,95
PV ₃ (%)	0,8 [0,4–1,4]	0,7 [0,4–1,1]	0,8 [0,4–1,6]	0,39	0,65
Côté sain : résultats de l'analyse de variance ANOVA à mesures répétées à un facteur					
	Chaussure (moyenne ± écart-type)	Orthèse suropédieuse préfabriquée (moyenne ± écart-type)	Orthèse Chignon® (moyenne ± écart-type)	<i>p</i>	Puissance
PV ₁ (%)	70,4 ± 4,9	69,8 ± 5,8	70,1 ± 5,2	0,83	NA
PV ₂ (%)	28,7 ± 5,0	29,4 ± 5,7	29,1 ± 5,1	0,78	NA
PV ₃ (%)	0,9 ± 0,4	0,8 ± 0,4	0,7 ± 0,2 ^b	0,04	0,47

NA : non applicable.

^a Différence significative pour le test de Tukey, vis-à-vis de la valeur « chaussure ».^b Différence significative pour la méthode de Holm-Sidak, vis-à-vis de la valeur « chaussure ».

excentrée (plus proche d'une ligne verticale) et inversement. Le pourcentage de variance de la troisième composante définit l'orientation du plan (0 = plan parfait).

Les valeurs de référence pour les sujets témoins ont été précédemment présentées [5].

Afin de comparer l'impact de l'orthèse (facteur), nous avons testé chaque variable (PV) en utilisant une analyse de variance Anova à mesures répétées à un facteur pour chaque membre. Lorsque la valeur de *p* était significative (< 0,05), nous utilisons une analyse post hoc (méthode de Holm-Sidak) ; les données sont présentées en tant que moyennes (± écarts-types). Lorsque nos données n'étaient pas normalement distribuées nous avons utilisé une analyse statistique non paramétrique (Anova de Friedman à mesures répétées) combinée à une analyse post hoc (test de Tukey) avec des résultats présentés sous forme de médiane [espace interquartile].

Enfin, une corrélation de Pearson a été utilisée entre les valeurs des PV, les variables mécaniques et le coût énergétique. Selon Shrout et Fleiss [18], un coefficient de corrélation (*r*) > 0,75 indique une excellente reproductibilité, un *r* entre 0,40 et 0,75 une reproductibilité moyenne à bonne et un *r* < 0,40 montre une reproductibilité faible.

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel SigmaStat, version 3.1.

2.3. Résultats

Les résultats sont présentés dans le Tableau 1. Du côté lésé, le pourcentage de covariation des deux premiers facteurs s'améliore avec le port de l'orthèse suropédieuse Chignon®. Le PV₁ augmente de 67,4 % [64,3–78,1] avec le port de la chaussure, à 73,1 % [70,7–80,2] avec l'orthèse suropédieuse thermoformée et à 79,6 % [73,6–82,9] avec l'orthèse Chignon®. Seule la différence entre le port de la chaussure et le port de l'orthèse Chignon® est statistiquement significative (*p* = 0,003). La composante PV₂ suit le même schéma, diminuant de 31,9 % [27,4–33,9] avec le port de la chaussure, à 25,8 % [18,9–28,6] avec l'orthèse suropédieuse

thermoformée et à 19,5 % [15,1–25,7] avec l'orthèse suropédieuse Chignon®. Comme pour le PV₁, seule la différence entre le port de la chaussure et l'orthèse Chignon® se révèle statistiquement significative (*p* = 0,007). La valeur du PV₃ (indice de planéité) n'est pas modifiée par le port de l'orthèse ; sa valeur varie de 0,8 % [0,4–1,4] lors du port de la chaussure à 0,7 % [0,4–1,1] avec l'orthèse thermoformée et de nouveau 0,8 % [0,4–1,6] avec l'orthèse Chignon® (*p* = 0,39).

Du côté sain, le pourcentage de variance des deux premiers facteurs n'est pas modifié par le port d'une orthèse du côté parétique. Le PV₁ reste stable avec les valeurs suivantes : 70,4 ± 4,9 % lors du port de la chaussure, 69,8 ± 5,8 % avec l'orthèse suropédieuse thermoformée et 70,1 ± 5,2 % avec l'orthèse Chignon® (*p* = 0,83). Le PV₂ ne change pas non plus avec des valeurs de 28,7 ± 5,0 % pour le port de la chaussure, 29,4 ± 5,7 % pour l'orthèse thermoformée et 29,1 ± 5,1 % pour l'orthèse Chignon® (*p* = 0,78). Le PV₃ est légèrement amélioré par l'appareillage, sa valeur passant de 0,9 ± 0,4 % pour la chaussure simple à 0,8 ± 0,4 % avec l'orthèse thermoformée et finalement à 0,7 ± 0,2 % avec l'orthèse Chignon®. Seule la différence entre le port de la chaussure et le port de l'orthèse Chignon® est statistiquement significative (*p* = 0,04).

Ces résultats sont illustrés en Fig. 2 par un tracé type. La Fig. 3 montre la corrélation entre les valeurs des PV du côté parétique et le travail mécanique externe (colonne de gauche [W_{ext}]), le travail mécanique interne (colonne du milieu [W_{int}]) et le coût énergétique (colonne de droite [Cost]). Nous observons une forte corrélation entre le W_{ext} et le PV₁ (*r*² = −0,61) et le PV₂ (*r*² = 0,57). Nous notons également une bonne corrélation entre les valeurs du PV₁ et du PV₂ et le W_{int} (*r*² = −0,39 ; 0,37), et entre les valeurs du PV₁ et du PV₂ et le coût (*r*² = −0,41 ; 0,39). La corrélation entre le PV₃ et le travail mécanique et entre le PV₃ et le coût est faible.

2.4. Discussion

Nos résultats montrent une amélioration significative des angles d'élévation du côté parétique chez le patient

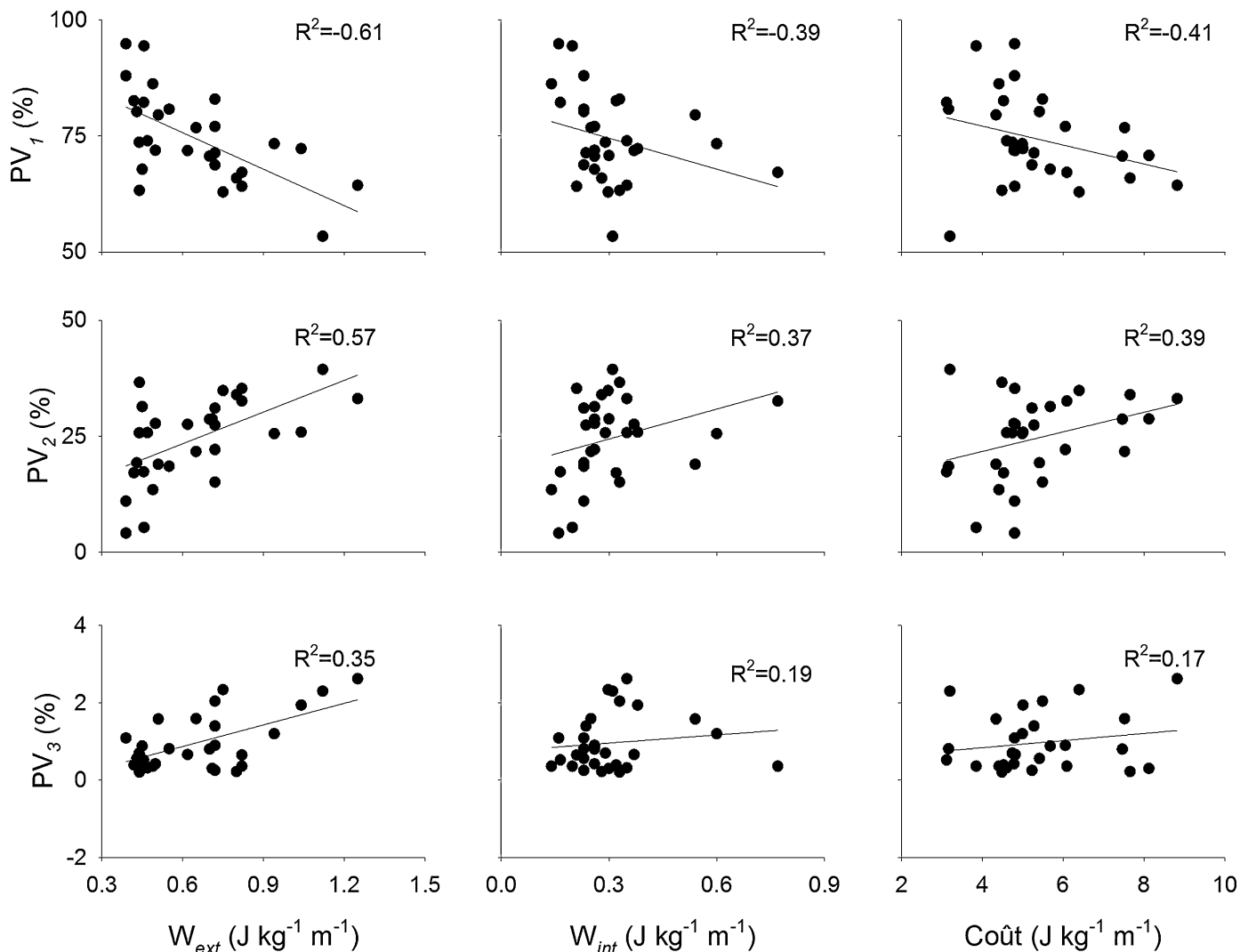


Fig. 3. Évolution des variables PV pour le côté parétique (PV₁ : graphes du haut, PV₂ : graphes du milieu, PV₃ : graphes du bas) en fonction du travail externe (W_{ext} : colonne de gauche), du travail interne (W_{int} : colonne du milieu) et du coût (Cost : colonne de droite). Chaque point représente un patient dans les trois conditions de marche. Une régression linéaire a été ajustée à travers les points.

hémiplégique avec absence de dorsiflexion lors de la phase oscillante et en situation de port d'une orthèse dynamique. Cette amélioration se traduit par une augmentation de la valeur du PV₁ et une diminution de la valeur du PV₂, alors que la valeur du PV₃ (indice de planéité de la courbe) est restée stable.

Plusieurs études montrent que les angles d'élévation, en contraste avec les déplacements angulaires réels du membre inférieur, sont stéréotypés et décrivent une boucle régulière passant par un plan lors de la marche normale [13]. Par exemple, durant la marche arrière, les angles d'élévation sont presque identiques à ceux observés pour la marche en avant [12] en dépit des différences de schémas d'activation électromyographiques. Cela semble suggérer que la covariation planaire reflète une forme de contrôle neuronal plutôt que de dépendre d'une contrainte biomécanique [13]. Les origines de cette loi de covariation planaire font l'objet d'un débat ; l'existence d'un schéma cinématique si robuste suggère que cette loi pourrait provenir d'un mécanisme de contrôle indépendant du système nerveux central et agissant sur la

géométrie des membres [13]. En se basant sur cette hypothèse, une contrainte biomécanique (appareillage) n'affecterait pas les angles d'élévation du côté sain. Dans une étude précédente [5], nous décrivions une amélioration des angles d'élévation pour les deux membres chez le patient spastique post-AVC, cela deux mois après des injections de toxine botulinique dans les muscles du membre parétique. Comme discuté précédemment, un tel résultat pour les angles d'élévation du côté sain pourrait servir d'argumentation en faveur d'un impact central de ce traitement via les CPG spinaux. Un transport rétrograde de la toxine botulinique le long des unités motrices des motoneurones a d'ailleurs été précédemment décrit dans la littérature [19]. Les résultats de cette précédente étude penchent vers cette hypothèse, mais le débat reste ouvert.

Nous avons néanmoins observé dans le cas présent une corrélation entre les angles d'élévation et le travail mécanique, ce qui tend à confirmer le lien entre neurophysiologie et biomécanique de la marche. Bianchi et al. [3] ont montré que les paramètres de covariation planaire prédisaient le coût

énergétique mécanique. Les auteurs rapportaient la présence d'une corrélation linéaire entre une variable, le vecteur unitaire de la cuisse de la troisième composante principale (U3t), et la puissance mécanique externe nette (Pu) ; des valeurs plus faibles de U3t étant principalement associées à des valeurs plus faibles de Pu et vice versa. Nos résultats tendent à confirmer l'étude de Bianchi et al. [3], puisque nous observons une relation entre la forme de la courbe (PV₁ et PV₂) le travail mécanique et le coût énergétique.

Seule une étude précédente menée par Barela et al. a montré l'impact de l'appareillage sur la coordination inter-segmentaire chez le patient hémiparétique [1]. Les résultats du côté sain sont en contradiction avec ceux de notre étude. Les auteurs ont comparé la vitesse angulaire relative cuisse-jambe entre les patients hémiparétiques et les sujets sains. Les patients hémiparétiques devaient marcher avec une orthèse suropédieuse, à une vitesse spontanée ; alors que les sujets sains étaient divisés en trois groupes : le premier groupe, qui a marché à vitesse spontanée, le deuxième groupe, qui a marché à la même la vitesse que les patients hémiparétiques et le troisième groupe, qui a marché lentement en étant appareillé avec une orthèse suropédieuse du côté droit. Les auteurs rapportent que la coordination inter-segmentaire était remarquablement similaire entre le sujet sain marchant à une vitesse spontanée et ce même sujet sain marchant lentement avec appareillage. Chez les patients hémiparétiques, la marche lente avec ou sans appareillage représentait respectivement 22 % et 16 % de la variance dans la coordination inter-segmentaire du membre parétique et du membre sain. Dans notre étude, les résultats du membre sain sont différents de ceux rapportés par Barela et al. [1], qui montraient une modification de la coordination inter-segmentaire du membre sain après appareillage du membre parétique. La différence peut être due au type d'orthèse. En effet, Barela et al. [1] ont utilisé une orthèse suropédieuse rigide non articulée. Dans notre étude, nous avons utilisé une orthèse thermoformée souple et une orthèse dynamique, notre objectif premier étant de comparer l'effet positif des deux orthèses sur les angles d'élévation.

De plus, l'analyse de la coordination inter-segmentaire dans l'étude de Barela et al. [1] n'a pas été basée sur les mêmes principes de la covariation cinématique segmentaire que notre étude. Il serait pertinent de mener des travaux supplémentaires pour comparer la CCS chez les patients hémiparétiques lors du port d'une orthèse rigide, d'une orthèse thermoformée souple et enfin d'une orthèse dynamique.

2.5. Conclusion

Chez le patient hémiparétique, le port d'une orthèse suropédieuse dynamique améliore la covariation cinématique segmentaire uniquement du membre parétique. Comme dans notre étude précédente [4], nous avons trouvé une différence entre l'orthèse thermoformée et l'orthèse dynamique. La première n'a pas suffisamment modifié les valeurs des PV pour atteindre une significativité statistique. Les avantages de

l'orthèse dynamique Chignon® ont été détaillés dans notre étude précédente [4].

Déclaration d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.

References

- [1] Barela JA, Whittall J, Black P, Clarck JE. An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. *Hum Mov Sci* 2000;19:251–73.
- [2] Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech* 1998;13:204–15.
- [3] Bianchi L, Angelini D, Lacquaniti F. Individual characteristics of human walking mechanics. *Pflügers Arch* 1998;436:343–56.
- [4] Bleyenheuft C, Caty G, Lejeune T, Detrembleur C. Assessment of the Chignon dynamic ankle-foot orthosis using instrumented gait analysis in hemiparetic adults. *Ann Readapt Med Phys* 2008;51:154–60.
- [5] Bleyenheuft C, Cockx S, Caty G, Lejeune T, Detrembleur C. The effect of botulinum toxin injections on gait control in spastic stroke patients presenting with a stiff-knee gait. *Gait Posture* 2009;30:168–72.
- [6] Borghese NA, Bianchi L, Lacquaniti F. Kinematic determinants of human locomotion. *J Physiol* 1996;494:863–79.
- [7] Cheron G, Bouilliot E, Dan B, Bengoetxea A, Draye JP, Lacquaniti F. Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion: planar covariation. *Exp Brain Res* 2001;137:455–66.
- [8] Dan B, Bouilliot E, Bengoetxea A, Cheron G. Effect of intrathecal baclofen on gait control in human hereditary spastic paraparesis. *Neurosci Lett* 2000;280:175–8.
- [9] Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991;10:575–87.
- [10] Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantaine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture* 2003;18:47–55.
- [11] Grasso R, Bianchi L, Lacquaniti F. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *J Neurophysiol* 1998;80:1868–85.
- [12] Grasso R, Peppe A, Stratta F, Angelini D, Zago M, Stanzione P. Basal ganglia and gait control: apomorphine administration and internal pallidum stimulation in Parkinson's disease. *Exp Brain Res* 1999;126:139–48.
- [13] Hicheur H, Terekhov AV, Berthoz A. Intersegmental coordination during human locomotion: does planar covariation of elevation angles reflect central constraints? *J Neurophysiol* 2006;96:1406–19.
- [14] Lacquaniti F, Grasso R, Zago M. Motor patterns in walking. *News Physiol Sci* 1999;14:168–74.
- [15] Leonard CT, Hirschfeld H, Forssberg H. The development of independent walking in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1991;33:567–77.
- [16] Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, New Jersey, USA: Slack Incorporated; 1992.
- [17] Riley OP, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture* 2007;26:17–24.
- [18] Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 1979;86:420–8.
- [19] Wiegand H, Wellhoner HH. Proceedings: type A botulinum toxin in cats: neural ascent and action on spinal cord reflexes. *Naunyn Schmiedeberg Arch Pharmacol* 1974;282:R106.
- [20] Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC. External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol* 1995;198:379–93.